



①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ Pat ntschrift  
⑩ DE 196 13 565 C 1

⑤1 Int. Cl.<sup>8</sup>:  
A61M 1/12

②1 Aktenzeichen: 196 13 565.6-35  
②2 Anmeldetag: 4. 4. 96  
④3 Offenlegungstag: —  
④6 Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 24. 7. 97

DE 196 13 565 C 1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

⑦3 Patentinhaber:

Rau, Günter, Prof. Dr., 52066 Aachen, DE; Reul,  
Helmut, Prof. Dr.-Ing., 52353 Düren, DE; Sieß,  
Thorsten, Dipl.-Ing., 52072 Aachen, DE

⑦4 Vertreter:

Patentanwälte von Kreisler, Selting, Werner et col.,  
50667 Köln

⑦2 Erfinder:

gleich Patentinhaber

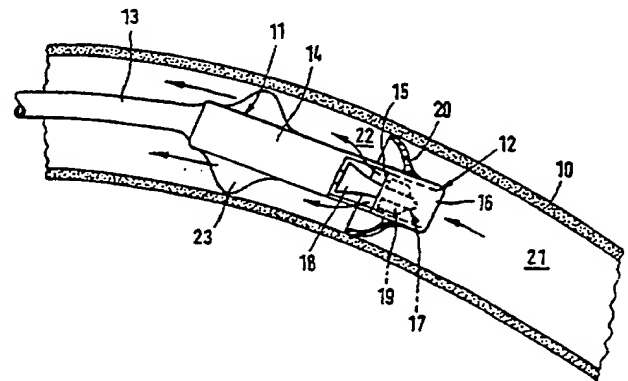
⑤6 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht gezogene Druckschriften:

DE 37 05 637 A1  
US 49 69 865  
EP 03 97 668 B1  
EP 01 57 871 B1  
EP 01 57 859 B1  
WO 94 09 835

T. Sieß u.a., »Hydraulic refinement of an intraarterial  
microaxial blood pump«, in: »The International  
Journal of Artificial Organs«, Vol. 18, Nr. 5 (1995),  
S. 273-285;

⑤4 Intravasale Blutpumpe

⑤7 Die intravasale Blutpumpe weist einen Antriebs-  
teil (11) und einen damit fest verbundenen Pumpenteil (12)  
auf, die mit einem Katheter (13) verbunden sind und in ein  
Blutgefäß (10) eingeführt werden können. Das rohrförmige  
Pumpengehäuse (15) des Pumpenteils (12) ist mit einer  
Sperrvorrichtung (20) versehen, die die Ansaugseite (21)  
von der Druckseite trennt und dadurch einen Strömungs-  
kurzschluß vermeidet.



DE 196 13 565 C 1

## Beschreibung

Die Erfindung geht aus von einer intravasalen Blutpumpe mit einem einen Motor enthaltenden Antriebsteil und einem damit fest verbundenen Pumpenteil, wobei der Pumpenteil ein rohrförmiges Gehäuse und ein darin drehbar angeordnetes Flügelrad aufweist.

Eine solche Pumpe ist aus der Zeitschrift "The international Journal of Artificial Organs", Band 18, Nr. 5 (1995), Seiten 273 bis 285, bekannt. Sie wird durch Punktion eines Blutgefäßes in das Gefäßsystem des Körpers eingeführt und zum Herzen oder an eine andere Stelle, an der Blut gepumpt werden soll, vorgeschoben.

Aus der US 4 969 865, der EP 0 157 871 B1 und der EP 0 397 668 B1 sind weitere intravasale Blutpumpen bekannt, bei denen jedoch nur der Pumpenteil in der Blutbahn vorgeschoben wird, während der Antriebsteil extrakorporal angeordnet und mit dem Pumpenteil über eine flexible Welle verbunden ist.

Aus EP 0 157 859 B1 ist eine Blutpumpe bekannt, bei der der Antriebsteil und der Pumpenteil baulich vereinigt sind. Diese Pumpe ist implantierbar, jedoch handelt es sich nicht um eine intravasale Blutpumpe, die minimalinvasiv in den Körper eingeführt werden kann.

Intravasale Blutpumpen müssen einen Außendurchmesser haben, der hinreichend klein ist, um ein Blutgefäß nicht zu verstopfen. Der größte zulässige Außendurchmesser liegt in der Größenordnung von etwa 7 mm. Wenn der Antriebsteil in der Nähe des Pumpenteils angeordnet ist, ist wegen der baulichen Restriktionen die Leistung des Antriebsteils begrenzt. Es ist daher wichtig, die Pumpenleistung voll auszunutzen und Leistungs- und Strömungsverluste zu minimieren.

Gemäß der DE 37 05 697 A1 ist es möglich, mittels ringförmiger Ballons Strömungswege längs eines Katheters zu sperren.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine intravasale Blutpumpe zu schaffen, die mit hohem Wirkungsgrad im Innern eines Blutgefäßes eingesetzt werden kann, insbesondere auch außerhalb der Aorta.

Diese Aufgabe wird mit dem Gegenstand des Anspruchs 1 gelöst.

Bei dieser intravasalen Blutpumpe ist der Antriebsteil mit dem Pumpenteil zu einer baulichen Einheit vereinigt. Dies bedeutet, daß beide Teile gemeinsam in das Blutgefäß eingeführt werden. Die Blutpumpe wird vor dem jeweiligen Organ in einem organversorgenden Gefäß derart plaziert, daß der Pumpenteil mit zentraler Ansaugöffnung in Durchströmrichtung dem Antriebsteil vorgelagert ist. Am Pumpenteil ist eine Sperrvorrichtung vorgesehen, die einen Strömungskurzschluß entlang der Außenseite des Pumpengehäuses verhindert. Auf diese Weise wird vermieden, daß Fluid/Blut von der Ausgangsseite der Pumpe am Pumpengehäuse vorbei zur Einlaßseite gelangt. Das gesamte angesaugte Blut wird in Strömungsrichtung an dem Antriebsteil vorbeigefördert.

Die Verwendung der beanspruchten Pumpe ist somit nicht auf eine Einführung in die Aorta beschränkt, wo die Aortenklappe als Absperrvorrichtung wirken kann.

Die Gefahr, daß sich die Pumpe am Gefäß festsaugt, wird aufgrund der zentral im Gefäß liegenden Ansaugöffnung minimiert. Da der gesamte Blutstrom an dem Antriebsteil entlangströmt, ist gewährleistet, daß der durch die Pumpe aufgebaute Druck das elastische Gefäß selbst dann offenhält, wenn der Gefäßdurchmesser nahezu demjenigen des Pumpenteils bzw. des Antriebsteils entspricht. Die Abströmung zwischen Motor und

Gefäß stellt zudem den Abtransport der im Antrieb erzeugten Wärme sicher, ohne daß es zu Blutschädigung durch zu hohe Oberflächentemperaturen (über 41°C) kommt. Zweckmäßigerweise ist eine von dem Umfang des Antriebsteils abstehende Zentriervorrichtung vorgesehen, die einerseits den Abströmkanal offenhält und andererseits den Antriebsteil im Blutgefäß zentriert. Ferner verhindert die Zentriervorrichtung zusammen mit der Sperrvorrichtung ein Drehen und axiales Wandern der gesamten Pumpe im Blutgefäß.

Im folgenden werden unter Bezugnahme auf die Zeichnungen Ausführungsbeispiele der Erfindung näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung der intravasalen Blutpumpe im Innern eines Blutgefäßes und

Fig. 2 ein zweites Ausführungsbeispiel der Blutpumpe im Innern eines Blutgefäßes.

In Fig. 1 ist die Blutpumpe im Innern eines Blutgefäßes 10, z. B. einer Arterie, angeordnet. Die Blutpumpe weist einen Antriebsteil 11 und einen Pumpenteil 12 auf, die fest miteinander verbunden sind, jedoch einen axialen Abstand haben. Der Antriebsteil 11 enthält einen Antriebsmotor. Er ist an seinem rückwärtigen Ende mit einem Katheter 13 verbunden, durch den die Versorgungs- und Steuerleitungen für den Motor 14 hindurchführen.

Der Pumpenteil 12 weist ein rohrförmiges Pumpengehäuse 15 auf, das koaxial zu dem Rotor angeordnet ist und an seinem einen Ende eine Ansaugöffnung 16 bildet. In dem Pumpengehäuse 15 ist ein Flügelrad 17 drehbar, das eine sich in Strömungsrichtung erweiternde Nabe 18 und davon radial abstehende Flügel 19 aufweist. Die Nabe 18 sitzt entweder auf der Ausgangswelle des Motors 14 oder sie ist frei drehbar gelagert und mit der Ausgangswelle des Motors über eine Magnetkupplung gekuppelt.

Der Motor 14 und das Pumpengehäuse 15 haben etwa gleichen Durchmesser. Dieser Durchmesser liegt im Bereich von 5 bis 8 mm, so daß die Blutpumpe das Blutgefäß 10 nicht verstopft. Die das Pumpengehäuse 15 verlassende Blutströmung strömt anschließend an der Außenseite des Motors 14 entlang.

An der Außenseite des Pumpengehäuses 15 ist eine aufweitbare Sperrvorrichtung 20 befestigt, die aus einem flexiblen Dichtschirm besteht, der generell kegelförmig ausgebildet ist und mit seinem kleineren Ende am Pumpengehäuse angebracht ist, während das größere Ende aufklappen und sich gegen die Wand des Blutgefäßes 10 legen oder auch zusammenklappen und sich außen an das Pumpengehäuse 15 anlegen kann. Der die Sperrvorrichtung 20 bildende flexible Dichtschirm wirkt nach Art einer Rückschlagklappe. Wenn der Druck im Bereich 21 vor der Ansaugöffnung 16 kleiner ist als der Druck am Pumpenauslaß, spannt sich der Dichtschirm auf und verschließt den Ringraum zwischen Pumpengehäuse und Gefäßwand. Dadurch wird verhindert, daß Blut von der Auslaßseite 22 der Pumpe zur Einlaßseite 21 zurückströmt. Der gesamte Blutstrom wird also gezwungen, an dem Motor 14 entlangzufließen.

Zur Stabilisierung der Zentralposition des Antriebsteils 11 im Innern des Blutgefäßes 10 ist der Antriebsteil 11 mit einer von seinem Umfang abstehenden Zentriervorrichtung 23 in Form abstehender, sich nach außen verjüngender federartiger Rippen versehen.

Bei dem Ausführungsbeispiel von Fig. 2 ist an dem Pumpengehäuse 15 ein nach vorne abstehender An-

saugschlauch 25 befestigt, der mittig in das Blutgefäß hinein vorsteht und an seinem Ende Öffnungen für den Bluteintritt aufweist. Der Ansaugschlauch 25 ist abdichtend mit dem zylindrischen Pumpengehäuse 15 verbunden und verlängert dieses nach vorne.

Die Sperrvorrichtung 20a besteht in Fig. 2 aus einem ringförmigen Ballon, der an dem Pumpengehäuse 15 oder am Ansaugschlauch 25 befestigt ist. Dieser Ballon ist mit einem Lumen des Katheters 13 verbunden, so daß er extrakorporal mit Gas oder Flüssigkeit aufgeblasen werden kann. Der Ballon bewirkt eine Verhinderung des Rückströmens von Blut und eine Zentrierung von Pumpenteil 12 und Ansaugschlauch 25 im Blutgefäß.

#### Patentansprüche

1. Intravasale Blutpumpe mit einem einen Motor (14) enthaltenden Antriebsteil (11) und einem damit fest verbundenen Pumpenteil (12), wobei der Pumpenteil (12) ein rohrförmiges Pumpengehäuse (15) und ein darin drehbar angeordnetes Flügelrad (17) aufweist, und mit einer den Strömungsweg außerhalb des Pumpengehäuses (15) versperrenden aufweitbaren Sperrvorrichtung (20; 20a).
2. Intravasale Blutpumpe nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Antriebsteil (11) eine von dem Umfang des Motors (14) abstehende Zentrier-  
vorrichtung (23) aufweist.
3. Intravasale Blutpumpe nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Sperrvorrichtung (20; 20a) an dem Pumpengehäuse (15) angebracht ist.
4. Intravasale Blutpumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß in das Pumpengehäuse (15) ein Ansaugschlauch (25) hineinführt und die Sperrvorrichtung (20a) das Pumpengehäuse (15) und/oder den Ansaugschlauch (25) umgibt.
5. Intravasale Blutpumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Sperrvorrichtung (20a) aus einem ringförmigen Ballon besteht.
6. Intravasale Blutpumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Sperrvorrichtung (20) aus einem nach Art einer Rückschlagklappe wirkenden flexiblen Dichtschirm besteht.
7. Intravasale Blutpumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Sperrvorrichtung (20; 20a) eine Fixierfunktion für den Pumpenteil (12) in radialer und axialer Richtung sowie in Umfangsrichtung ausübt.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

D3

